

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-275211

(43)Date of publication of application : 30.09.2003

(51)Int.Cl.

A61B 8/08  
G01S 15/89

(21)Application number : 2003-048402

(71)Applicant : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL  
TECHNOLOGY CO LLC

(22)Date of filing : 26.02.2003

(72)Inventor : HEIMDAL ANDREAS  
TORP HANS GARMANN

(30)Priority

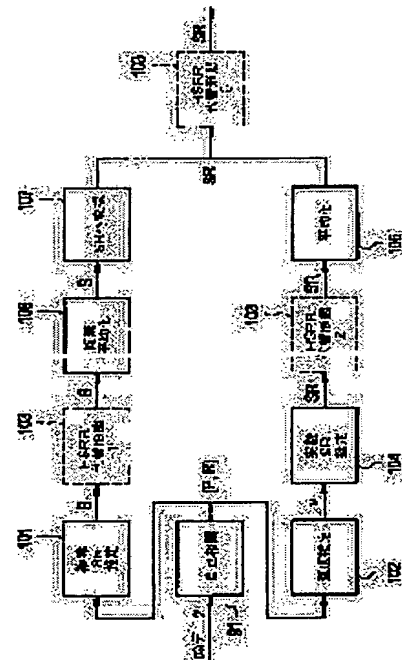
Priority number : 2002 683889 Priority date : 27.02.2002 Priority country : US

## (54) METHOD FOR HIGH STRAIN RATE REMOVING FILTER PROCESSING AND APPARATUS THEREFOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To form and display a strain rate signal by the filter processing corresponding to the tissue structure in a subject in response to a complex Doppler signal formed by an ultrasonic system (5).

SOLUTION: Various combinations of some processing techniques are used. These combinations include a removing means (103) for removing a high strain rate signal caused by reverberation and another noise source, a complex self-correlation means (91), a speed signal estimation means (102), a real number strain rate signal estimation means (104), a complex signal averaging means (106) and a real number signal averaging means (105). These techniques are used to form a color strain rate image to obtain a color image reduced in noise and improved in image quality.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 21.02.2006

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-275211

(P2003-275211A)

(43) 公開日 平成15年9月30日 (2003.9.30)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	ターミナル* (参考)
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B

審査請求 未請求 請求項の数33 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-48402(P2003-48402)

(22) 出願日 平成15年2月26日 (2003.2.26)

(31) 優先権主張番号 09/683889

(32) 優先日 平成14年2月27日 (2002.2.27)

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 300019238  
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100093908  
 弁理士 松本 研一 (外2名)

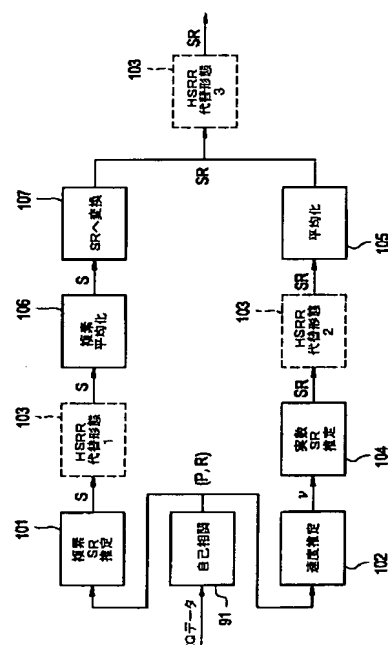
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高歪みレート除去フィルタ処理のための方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波システム (5) によって生成された複素ドップラー信号にตอบสนองして被検体内の組織構造に対応するフィルタ処理した歪みレート信号を生成し表示する。

【解決手段】 幾つかの処理手法の様々な組合せを用いる。その中には、残響及びその他のノイズ源に起因した高歪みレート信号のフィルタ処理による除去 (103)、複素自己相関 (91)、速度信号推定 (102)、実数歪みレート信号推定 (104)、複素歪み相関信号推定 (101)、複素信号平均化 (106) 及び実数信号平均化 (105) が含まれる。これらの手法を用いてカラー歪みレート画像化を行って、ノイズを低減し且つ画像品質を改善したカラー画像が得られるようにする。



(2) 003-275211 (P2003- -11

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 複素歪み相関信号にตอบสนองする高歪みレート除去フィルタ処理素子(103)を有する、歪みレート信号を生成する装置であって、前記複素歪み相関信号は超音波システム(5)によって生成された複素ドップラー信号から導き出されており、前記フィルタ処理素子は前記歪みレート信号中のノイズを低減するためにフィルタ処理した複素歪み相関信号を生成することを特徴とする、当該歪みレート信号を生成する装置。

【請求項2】 更に、前記複素ドップラー信号にตอบสนองして、ドップラー・シフトを表す複素自己相関信号を生成する自己相関処理素子(91)と、前記複素自己相関信号にตอบสนองして、前記複素歪み相関信号を生成する複素歪み相関処理素子(101)と、前記フィルタ処理した複素歪み相関信号にตอบสนองして、平均化したフィルタ処理した複素歪み相関信号を生成する複素平均化処理素子(106)と、前記平均化したフィルタ処理した複素歪み相関信号にตอบสนองして、前記歪みレート信号を生成する歪みレート変換処理素子(107)と、を含んでいる請求項1記載の装置。

【請求項3】 前記高歪みレート除去フィルタ処理素子(103)は前記複素歪み相関信号から位相角を抽出し、前記位相角を所定の位相角範囲と比較し、前記複素歪み相関信号の対応する前記位相角が前記所定の位相角範囲の外側にある場合は前記複素歪み相関信号を複素数ゼロに設定する、請求項1記載の装置。

【請求項4】 前記複素平均化処理素子(106)は前記フィルタ処理した複素歪み相関信号を空間的に平均化する、請求項2記載の装置。

【請求項5】 前記複素平均化処理素子(106)は前記フィルタ処理した複素歪み相関信号を時間的に平均化する、請求項2記載の装置。

【請求項6】 フィルタ処理していない歪みレート信号にตอบสนองする高歪みレート除去フィルタ処理素子(103)を有する、歪みレート信号を生成する装置であって、前記フィルタ処理していない歪みレート信号は超音波システム(5)によって生成された複素ドップラー信号から導き出されており、前記フィルタ処理素子(103)は前記歪みレート信号中のノイズを低減するためにフィルタ処理した歪みレート信号を生成することを特徴とする、当該歪みレート信号を生成する装置。

【請求項7】 更に、前記複素ドップラー信号にตอบสนองして、ドップラー・シフトを表す複素自己相関信号を生成する自己相関処理素子(91)と、前記複素自己相関信号にตอบสนองして、速度信号を生成する速度推定処理素子(102)と、前記速度信号にตอบสนองして、フィルタ処理していない歪みレート信号を生成する実数歪みレート推定素子(104)と、

前記フィルタ処理した歪みレート信号にตอบสนองして、平均化したフィルタ処理した歪みレート信号を生成する平均化処理素子(105)であって、前記平均化したフィルタ処理した歪みレート信号が前記歪みレート信号である、平均化処理素子(105)と、を含んでいる請求項6記載の装置。

【請求項8】 前記歪みレート信号を生成することが、前記超音波システム(5)の一体化機能として実時間で行われる、請求項1または6に記載の装置。

【請求項9】 前記歪みレート信号を生成することが、前記超音波システム(5)の実時間動作に関係なく後処理機能として行われる、請求項1または6に記載の装置。

【請求項10】 前記高歪みレート除去フィルタ処理素子(103)は、前記フィルタ処理していない歪みレート信号のいずれかが所定の歪みレート範囲の外側にある場合、そのフィルタ処理していない歪みレート信号をゼロに設定する、請求項6記載の装置。

【請求項11】 前記高歪みレート除去フィルタ処理素子(103)は、前記フィルタ処理していない歪みレート信号のいずれかが所定の歪みレート範囲の外側にある場合、そのフィルタ処理していない歪みレート信号を空間的に囲む小群のフィルタ処理していない歪みレート信号の関数である値に、そのフィルタ処理していない歪みレート信号を設定する、請求項6記載の装置。

【請求項12】 前記平均化処理素子(105)は前記フィルタ処理した歪みレート信号を空間的に平均化する、請求項7記載の装置。

【請求項13】 前記平均化処理素子(105)は前記フィルタ処理した歪みレート信号を時間的に平均化する、請求項7記載の装置。

【請求項14】 複素歪み相関信号について高歪みレート除去フィルタ処理(103)を行うステップを有する、歪みレート信号を生成する方法であって、前記複素歪み相関信号は超音波システム(5)によって生成された複素ドップラー信号から導き出されており、前記フィルタ処理(103)は前記歪みレート信号中のノイズを低減するためにフィルタ処理した複素歪み相関信号を生成することを特徴とする、当該歪みレート信号を生成する方法。

【請求項15】 更に、前記複素ドップラー信号について自己相関処理(91)を行って、ドップラー・シフトを表す複素自己相関信号を生成するステップと、前記複素自己相関信号について複素歪み相関処理(101)を行って、前記複素歪み相関信号を生成するステップと、前記フィルタ処理した複素歪み相関信号について複素平均化処理(106)を行って、平均化したフィルタ処理した複素歪み相関信号を生成するステップと、前記平均化したフィルタ処理した複素歪み相関信号について歪み

(3) 003-275211 (P2003-7 穀隠)

レート変換処理(107)を行って、前記歪みレート信号を生成するステップと、を含んでいる請求項14記載の方法。

【請求項16】 前記高歪みレート除去フィルタ処理(103)を行うステップは、前記複素歪み相関信号から位相角を抽出するステップと、前記位相角を所定の位相角範囲と比較するステップと、前記複素歪み相関信号の対応する前記位相角が前記所定の位相角範囲の外側にある場合は前記複素歪み相関信号を複素数ゼロに設定するステップとを含んでいる、請求項14記載の方法。

【請求項17】 前記複素平均化処理(106)を行うステップは、前記フィルタ処理した複素歪み相関信号を空間的に平均化するステップを含んでいる、請求項15記載の方法。

【請求項18】 前記複素平均化処理(106)を行うステップは、前記フィルタ処理した複素歪み相関信号を時間的に平均化するステップを含んでいる、請求項15記載の方法。

【請求項19】 フィルタ処理していない歪みレート信号について高歪みレート除去フィルタ処理(103)を行うステップ有する、歪みレート信号を生成する方法であって、前記フィルタ処理していない歪みレート信号は超音波システム(5)によって生成された複素ドップラー信号から導き出されており、前記フィルタ処理(103)は前記歪みレート信号中のノイズを低減するためにフィルタ処理した歪みレート信号を生成することの特徴とする、当該歪みレート信号を生成する方法。

【請求項20】 更に、前記複素ドップラー信号について自己相関処理(91)を行って、ドップラー・シフトを表す複素自己相関信号を生成するステップと、前記複素自己相関信号について速度推定処理(102)を行って、速度信号を生成するステップと、前記速度信号について実数歪みレート推定(104)を行って、フィルタ処理していない歪みレート信号を生成するステップと、前記フィルタ処理した歪みレート信号について平均化(105)を行って、平均化したフィルタ処理した歪みレート信号を生成するステップであって、前記平均化したフィルタ処理した歪みレート信号が前記歪みレート信号である、ステップと、を含んでいる請求項19記載の方法。

【請求項21】 前記歪みレート信号を生成することが、前記超音波システム(5)の一体化機能として実時間で行われる、請求項14または19に記載の方法。

【請求項22】 前記歪みレート信号を生成することが、前記超音波システム(5)の実時間動作に関係なく後処理機能として行われる、請求項14または19に記載の方法。

【請求項23】 前記高歪みレート除去フィルタ処理(103)を行うステップは、前記フィルタ処理してい

ない歪みレート信号のいずれかが所定の歪みレート範囲の外側にある場合、そのフィルタ処理していない歪みレート信号をゼロに設定するステップを含んでいる、請求項19記載の方法。

【請求項24】 前記高歪みレート除去フィルタ処理(103)を行うステップは、前記フィルタ処理していない歪みレート信号のいずれかが所定の歪みレート範囲の外側にある場合、そのフィルタ処理していない歪みレート信号を空間的に囲む小群のフィルタ処理していない歪みレート信号の関数である値に、そのフィルタ処理していない歪みレート信号を設定するステップを含んでいる、請求項19記載の方法。

【請求項25】 前記平均化処理(105)を行うステップは、前記フィルタ処理した歪みレート信号を空間的に平均化するステップを含んでいる、請求項20記載の方法。

【請求項26】 前記平均化処理(105)を行うステップは、前記フィルタ処理した歪みレート信号を時間的に平均化するステップを含んでいる、請求項20記載の方法。

【請求項27】 超音波信号を送受信するトランスデューサ(20)と、前記超音波信号を表すデータ・サンプルを導き出すビームフォーマ(60)と、前記データ・サンプルに応答して複素ドップラー信号を生成する復調モジュール(85)と、前記複素ドップラー信号に応答して複素自己相関信号を生成するドップラー処理モジュール(90)と、前記複素自己相関信号に応答して歪みレート信号を生成し、高歪みレート除去フィルタ(103)を用いて、ノイズによって惹起される高い歪みレート値に対応する信号をフィルタ処理して除去する歪みレート処理モジュール(100)と、前記歪みレート信号から導き出された歪みレート画像フレームを作成する表示サブシステム(160)と、を有する医学的診断用超音波システム(5)。

【請求項28】 更に、走査変換した歪みレート・データ値を生成するための走査変換モジュール(120)を含んでいる請求項27記載の超音波システム(5)。

【請求項29】 前記複素ドップラー信号は、画像平面(140)内のサンプル点(141, 142)に対応する、ドップラー・パケットの形態の復調されたデータ信号である、請求項27記載の超音波システム(5)。

【請求項30】 前記複素自己相関信号はドップラー・シフトを表し、且つ画像平面(140)内のサンプル点(141, 142)に対応している、請求項27記載の超音波システム(5)。

【請求項31】 前記歪みレート処理モジュール(100)は複素歪み相関信号から位相角を抽出し、前記位相角を所定の位相角範囲と比較し、前記複素歪み相関信号

(4) 003-275211 (P2003-11)

の対応する前記位相角が前記所定の位相角範囲の外側にある場合に前記複素歪み相関信号を複素数ゼロに設定する、請求項27記載の超音波システム(5)。

【請求項32】 前記歪みレート処理モジュール(100)は、フィルタ処理していない歪みレート信号が前記所定の歪みレート範囲の外側にある場合に前記フィルタ処理していない歪みレート信号をゼロに設定する、請求項27記載の超音波システム(5)。

【請求項33】 前記歪みレート処理モジュール(100)は、前記フィルタ処理していない歪みレート信号のいずれかが所定の歪みレート範囲の外側にある場合、そのフィルタ処理していない歪みレート信号を空間的に囲む小群のフィルタ処理していない歪みレート信号の関数である値に、そのフィルタ処理していない歪みレート信号を設定する、請求項27記載の超音波システム(5)。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】本発明の特定の実施形態は、解剖学的構造及びそれらの動きを測定し画像化する診断用超音波システムに関する。より具体的には、特定の実施形態は、動いてる組織構造に関連した歪みレート(strain rate)信号を生成し表示し、これらの歪みレート信号中の、残響及びその他の源に起因したノイズを低減する方法及び装置に関する。

【0002】超音波イメージング(画像化)の分野においては、医師が臨床測定のために組織の歪み及び歪みレートを使用することに関心を持つようになってきている。用語「歪み」とは、検査している組織の特性を表すものである。例えば、筋肉組織に関連した歪みは、筋肉組織の初期長さと規定時間間隔中の筋肉組織長さの変化分との比に対応する。超音波イメージングでは、歪みの変化の割合(すなわち、歪みレート)が典型的にはカラー化した2次元画像として医師に対して可視的に提供され、その場合、様々な色が異なる歪みレートに対応している。心筋の一セグメントの活動能力が、筋肉歪みの量と、該筋肉セグメントによって生じる又は該筋肉セグメントに加えられる歪みの時間的な振舞いに関係することが明らかになった。また、圧縮に対する抵抗に基づいて悪性腫瘍を検出し得ることが判明した。

【0003】実時間歪みレート画像化の一用途は心臓病学におけるものである。歪みレートにより、心筋の収縮及び弛緩する能力についての直接的かつ量的な目安が得られる。先端のビューから心筋に沿って画像化することによって、心臓の長軸に沿った局所的歪みレート成分を測定することができる。局所的歪みレート成分を測定することは、心臓壁の短縮及び伸長についての情報を与える。胸骨傍のビューから画像化することによって、心臓壁に垂直な歪みレート成分は筋肉の厚さ増大についての情報を与える。Mモードで又は2D画像から測定した壁

の厚さ増大は、筋肉の活動能力についての普通に使用される目安である。歪みレートの画像化により、厚さ増大についての直接的な目安が得られる。歪みレート画像は多数の心臓疾患の診断に付加的に用いられる可能性がある。

【0004】歪みレートをより詳しく理解するために、初期長さ $L_0$ の組織セグメントを異なる長さ $L$ まで引き伸ばし又は圧縮し、或いはそれ自身が伸長し又は収縮して異なる長さ $L$ にすると仮定する。1次元歪みは、次式
$$\epsilon = (L - L_0) / L_0 \quad (1)$$
で定義されて、上記変化を無次元の記述で表す。長さ $L$ が時間の関数である場合、歪みの時間的な導関数、すなわち歪みレートは、次式

【0005】

【数1】

$$\dot{\epsilon} = \frac{\delta \epsilon}{\delta t} \quad (2)$$

【0006】を用いて表すことができる。

【0007】対象物内の各点の速度 $v$ が既知である場合、歪みレートは等価的に次式

【0008】

【数2】

$$\dot{\epsilon} = \frac{\delta v}{\delta r} \quad (3)$$

【0009】で定義される。

【0010】これらの式はまた、組織セグメントの変形の有用な記述を提供する。歪みレートはセグメントの変形レート(rate of deformation)の目安になる。もし歪みレートがゼロである場合、セグメントの形状は変化していない。歪みレートが正である場合、セグメントの長さが増大しており、また、歪みレートが負である場合、セグメントの長さが減少している。

【0011】歪みレートが所与のレベルより大きく生じると、それは非生理的なものであると想定され、従って画像化の際に残響やその他のノイズ源によって惹起されるアーティファクトである。残響は組織内での複数の反射によって惹起される。残響及びノイズは、偽の又は崩壊したエコーとの相関に起因して、組織内で推定される速度勾配(velocity gradient)をバイアスする(偏倚させる)ことがある。その結果、偽って増大し、減少し、或いは反転さえもした歪みレート推定値が生じる可能性がある。正常な組織及び病変組織の両方において或る特定の範囲の生理的な歪みレートがある。例えば、人の正常な心筋及び病変心筋では、正の最大及び負の最大の長さ方向歪みレートはそれぞれ $+3.14 \text{ s}^{-1}$ 及び $-1.78 \text{ s}^{-1}$ であると報告されている。これらの値は、負荷心臓エコー検査によって人為的に増大させた収縮値を含んでいる。

(5) 003-275211 (P2003-Y11)

【0012】定常的な残響によって歪みレートの増大が惹起されることについての1つの可能な説明を以下にのべる。一定の空間速度勾配を仮定すると、ビーム線に沿った速度サンプルが該ビームに沿って増大する。歪みレートは対の速度サンプルの間の差をそれらの間の距離で割算した値として推定することができ、この場合、空間的に一定の歪みレートが生じる。

【0013】更に、或る領域が残響の影響を受けると仮定すると、速度推定値中に或るバイアス $b_{rev}$ が存在することがある。歪みレートについてのその効果は、残響領域の上下の残響バイアス $b_{rev} / (2d)$ である。ここで、 $d$ は組織セグメントの2つの点の間の距離である。残響に起因する速度バイアスの量に応じて、推定歪みレートは正常範囲外の値に達することがある。

【0014】歪みレート推定におけるノイズの問題を解決するための従来の試みでは、歪みレートの計算の前に組織速度データについてクラッター(clutter)フィルタを使用している。この方法には様々な問題がある。第1に、クラッター・フィルタはそれ自身で速度推定値にバイアスを導入することがあり、これは再び歪みレート推定値のバイアスとして反映される。第2に、速度がゼロに近いとき(例えば、心拍動サイクルの拡張期の心拍静止期間におけるとき)、クラッター・フィルタは速度推定値の分散、従って歪みレート推定値の分散を増大させる傾向がある。

【0015】発明者Torp等による

【特許文献1】米国特許第6099471号は、超音波イメージングにおける歪みの実時間計算及び表示のための方法及び装置を対象としている。発明者Torp等による米国特許出願第09/432061号は、超音波イメージングにおける組織の変形の実時間計算及び表示を行う方法及び装置を対象としている。

【0016】従って、歪みレート画像化において残響及びその他のノイズ源に起因する非生理的な高い歪みレートをフィルタ処理により除去する方策が必要とされている。

【0017】

【発明の概要】本発明の一実施形態では、複素ドップラー信号にตอบสนองして被検体内の構造に対応するフィルタ処理した歪みレート信号を生成して表示する超音波システムを提供する。残響及びその他のノイズ源に起因する高歪みレート信号をフィルタ処理により除去すること、複素自己相関、速度信号推定、実数歪みレート信号推定、複素歪み相関信号推定、複素信号平均化、及び実数信号平均化を含む、幾つかの処理手法の様々な組合せを用いる。

【0018】超音波システムによってサンプリングされた信号から歪みレート信号を生成しフィルタ処理し表示する装置を提供する。本書で用いる用語「フィルタ処理」とは、残響やノイズに起因して崩壊するような信号

を抽出し又は修正することを意味する。本装置は、ドップラー処理モジュールと、複素自己相関、速度信号推定、実数歪みレート信号推定、複素歪み相関信号推定、複素信号平均化、及び実数信号平均化を含む幾つかの関数の様々な組合せを実行する歪みレート処理モジュールとを含んでいる。

【0019】また、超音波システムによってサンプリングされた信号から歪みレート信号を生成しフィルタ処理し表示する方法を提供する。本方法は、残響及びその他のノイズ源に起因する高歪みレート信号をフィルタ処理により除去するステップと、複素自己相関、速度信号推定、実数歪みレート信号推定、複素歪み相関信号推定、複素信号平均化、及び実数信号平均化を含む幾つかの関数の様々な組合せを実行するステップとを含んでいる。

【0020】本発明の特定の実施形態では、ノイズを低減し且つ画像品質を改善したフィルタ処理したカラー歪みレート画像を生成し表示するための方策を提供する。

【0021】

【発明の詳しい説明】図1は超音波システム5の概略ブロック図であり、本発明の一実施形態に従って歪みレート・カラー画像を生成するために使用されるアーキテクチャを示す。超音波システムの例示した要素は、フロントエンド10と、処理アーキテクチャ70と、表示アーキテクチャ160である。フロントエンド10は、(複数のトランスデューサ素子25で構成される)トランスデューサ・アレイ20と、送信/受信スイッチング回路30と、送信器40と、受信器50と、ビームフォーマ60とを有する。処理アーキテクチャ70は、制御処理モジュール80と、復調モジュール85と、ドップラー処理モジュール90と、歪みレート処理モジュール100と、走査変換モジュール120とを有する。表示アーキテクチャ160は、表示処理モジュール130と、モニタ150とを有する。

【0022】フロントエンド10において、トランスデューサ・アレイ20は送信/受信(T/R)スイッチング回路30に接続されている。T/Rスイッチング回路30は送信器40の出力と受信器50の入力とに接続されている。受信器50の出力はビームフォーマ60に接続されている。ビームフォーマ60はまた送信器40の入力に接続されていると共に、処理アーキテクチャ70内の制御処理モジュール80の入力と復調モジュール85の入力とに接続されている。

【0023】処理アーキテクチャ70において、制御処理モジュール80はドップラー処理モジュール90と歪みレート処理モジュール100とに接続されている。復調モジュール85の出力はドップラー処理モジュール90の入力に接続されている。ドップラー処理モジュール90の出力は歪みレート処理モジュール100の入力に接続されている。歪みレート処理モジュール100の出力は走査変換モジュール120の入力に接続されてい

(6) 003-275211 (P2003-;11

る。走査変換モジュール120の出力は表示アーキテクチャ160内の表示処理モジュール130の入力に接続されている。表示アーキテクチャ160では、表示処理モジュール130の出力はモニタ150に接続されている。

【0024】被検体から一フレームのデータをサンプリングしようとするとき、トランスデューサ・アレイ20を使用して、超音波を被検体内に送信する。トランスデューサ・アレイ20は多数の個別のトランスデューサ素子25の線形アレイ又は湾曲形アレイであってよい。各々のトランスデューサ素子25は送信器40からの信号にตอบสนองして超音波を生成することができる。更に、トランスデューサ素子相互の間の位相関係は制御することが可能である。その結果、トランスデューサ・アレイ20の表面に直角な方向に対して或る特定の角度で被検体内へ送信される超音波エネルギー・ビームが生じ、該ビームは実効的にトランスデューサ・アレイ20の表面上の一点を起点とする。超音波ビームを送信するために典型的には複数の素子25が使用される。複数の素子25から送信される超音波相互の間の位相関係は、送信しているビームのステアリング角度を決定する。送信のために使用されるトランスデューサ素子25の数は、アポダイゼーションのような他の因子と共に、被検体内に超音波ビームの長さに沿った超音波ビームの形状を決定する。

【0025】送信超音波ビームを生成するために、制御処理モジュール80がビームフォーマ60に指令データを送って、トランスデューサ・アレイ20の表面上の或る特定の点を起点とする或る特定の形状のビームを、一走査線（例えば、145）に沿った走査平面140（図2参照）内の或る特定のステアリング角度で生成するための送信パラメータを作成するようにビームフォーマ60に指令する。これらの送信パラメータはビームフォーマ60から送信器40へ送られる。送信器40は送信パラメータを使用して、T/Rスイッチング回路30を介してトランスデューサ・アレイ20へ送るべき送信信号を適切に符号化する。送信信号は互いに対して或る特定のレベル及び位相を持っていて、トランスデューサ・アレイ20の個々のトランスデューサ素子25へ供給される。送信信号はトランスデューサ・アレイ20のトランスデューサ素子25を励起して、送信信号と同じ位相及びレベル関係を持つ超音波を送出させる。その結果、トランスデューサ・アレイ20が例えば超音波用ジェルを使用することによって被検体に音響結合されているとき、超音波エネルギーの送信ビームが一走査線（例えば、145）に沿って走査平面140内で被検体の組織内部に形成される。このプロセスは電子走査として知られている。ドップラー用途の場合、送信信号は典型的には或るパルス繰返し周波数（PRF）の複数のパルスのパケットとして送信される。これらの複数のパルスの反射を使用して、受信時に複素ドップラー・データ・パケット

が作成される。

【0026】トランスデューサ・アレイ20は両方向トランスデューサである。一旦超音波が被検体内に送信されると、超音波は被検体の構造内の組織のサンプル・ボリュームから後方散乱される。後方散乱した超音波は、該超音波が組織内から戻る距離とトランスデューサ・アレイ20の表面に対して該超音波が戻る角度とに依存して、異なる時点にトランスデューサ・アレイ20に到達する。トランスデューサ・アレイ20のトランスデューサ素子25は後方散乱波にตอบสนองして、後方散乱波の超音波エネルギーを受信電気信号へ変換する。

【0027】受信電気信号はT/Rスイッチング回路30を介して受信器50へ通される。受信器50は受信信号を増幅しデジタル化し、また利得補償のような他の機能を行う。デジタル化された受信信号は各々のトランスデューサ素子25によって様々な時点に受信した後方散乱波に対応し、後方散乱波の振幅及び位相情報を保持する。

【0028】デジタル化された受信信号はビームフォーマ60へ送られる。制御処理モジュール80がビームフォーマ60へ指令データを送る。ビームフォーマ60は指令データを使用して、トランスデューサ・アレイ20の表面上の一点を起点とし且つステアリング角度を持つ受信ビームを形成し、これらの点及びステアリング角度は典型的には前に送信された超音波ビームの点及びステアリング角度に対応する。ビームフォーマ60は、制御処理モジュール80からの指令データの命令に従って、適切な受信信号に作用して時間遅延及び集束を行って、被検体の組織構造内の走査線（例えば、145）に沿ったサンプル・ボリュームに対応する受信ビーム信号を生成する。受信ビーム信号を生成するために、複数のトランスデューサ素子25からの受信信号の位相、振幅及びタイミング情報が使用される。

【0029】受信ビーム信号はデジタル・インターフェース117を介して処理アーキテクチャ70へ送られる。復調モジュール85は受信ビーム信号について復調を行って、受信ビームに対応する走査線（例えば、145）の長さに沿ったサンプル・ボリューム（例えば、141及び142）に対応する対のI及びQ復調データ値を生成する。復調を達成するには、受信ビーム信号の位相及び振幅を基準周波数に対して比較する。I及びQ復調データ値は、受信信号の位相及び振幅情報を保持する。所与のサンプル・ボリューム位置についてのI及びQデータ対の振幅情報は数学的には $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ に相当する。また、位相情報は数学的には $\tan^{-1}(Q/I)$ に相当する。従って、一サンプル・ボリューム位置に対応する1つのI及びQデータ対（一対のI及びQデータ）について1つの振幅データ値及び1つの位相データ値を生成することができる。

【0030】これらのデータ値は、複素ドップラー・デ



(7) 003-275211 (P2003-0A11

ータとも呼ばれる。というのは、ドップラー効果に起因する位相のシフト（偏移）がそのデータに固有のものであるからである。I 及び Q 復調データ値は、走査している被検体内の動きのある組織に起因してドップラー・シフトによって受信信号に誘起された位相及び振幅情報を保持する。

【0031】複数の送信及び受信ビームが、走査している被検体の走査平面 140 において一フレームのデータをサンプリングするために形成される。受信ビームに対応する復調された I 及び Q データはドップラー・データ・パケット（例えば、143 及び 144）の形態でドップラー処理モジュール 90 へ送られ、それらはその後処理されて最終的にカラー歪みレート画像を生成する。複素ドップラー・データ・パケットは、PRF として知られている或る特定のレート (rate) でサンプリングされた複数の I 及び Q データ対を有する。歪みレート画像化のための典型的なドップラー・パケットは、例えば、16 の複素 I 及び Q データ対を含んでいてよい。

【0032】所与のレベルよりも大きい歪みレートは非

表 1：報告された人の心筋の最大歪みレート

最大歪み レート ( $S^{-1}$ )	標準偏差 ( $S^{-1}$ )	方向	心臓時相	検査する壁	心臓状態	ストレス レベル	参考文献
+3.09	0.69	半径方向	Sys	後部	正常		[Kowalski01]
-8.23	2.66	半径方向	E	後部	正常		[Kowalski01]
+3.14	0.50	長さ方向	E	中隔	正常		[Slordahl01]
+2.22	0.49	長さ方向	E, A	全て LV	正常及び高血圧		[Stoylen01]
+2.03	0.71	長さ方向	E	全て LV	正常		[Kowalski01]
+1.95	0.62	長さ方向	IVR	正常セグメント	壁内梗塞		[Voigt00]
-1.27	0.39	長さ方向	Sys	全て LV	正常		[Voigt00]
-1.40	0.21	長さ方向	Sys	全て LV	正常及び高血圧		[Stoylen01]
-1.55	0.30	長さ方向	Sys	全て LV	正常		[Kowalski01]
-1.65	0.13	長さ方向	Sys	中隔	正常		[Slordahl01]
-1.75	0.65	長さ方向	Sys	全て LV	正常	最大	[Cain01]
-1.78	0.67	長さ方向	IVR	梗塞のある セグメント	壁内梗塞		[Voigt00]

【0034】表 1 中の参考文献：

[Cain01] Clinical Science, Vol. 100, No. 4, 2001 年の第 423-432 頁に所載された著者 P. Cain, T.H. Marwick, C. Case, T. Baglin, J.Dart, L. Short, B. Olstad による論文「Assessment of regional long-axis function during dobutamine echocardiography」。

【0035】[Kowalski01] Ultrasound Med Biol., Vol. 27, No. 8, 2001 年の第 1098-97 頁に所載の著者 M. Kowalski, T. Kukulski, F. Jama I, J.D'hooge, F. Weidemann, F. Rademakers, B. Bijnens, L. Hatle, G. R. Sutherland による論文「Can natural strain and strain rate quantify regional myoc

生理的なものであると想定され、従って画像化の際に残響やその他のノイズ源によって惹起されるアーティファクトである。残響は組織内での複数の反射によって惹起される。残響及びノイズは、偽の又は崩壊したエコーとの相関に起因して組織内で推定される速度勾配をバイアスする（偏倚させる）ことがある。その結果、偽って増大し、減少し、或いは反転さえもした歪みレート推定値が生じる可能性がある。正常な組織及び病変組織の両方において或る特定の範囲の生理的な歪みレートがある。この範囲は、測定する筋肉における変形の方に依存することがある。長さ方向において、例えば、人の正常な心筋及び病変心筋では、正の最大及び負の最小歪みレートはそれぞれ  $+3.14 s^{-1}$  及び  $-1.78 s^{-1}$  であると報告されている。。半径方向では、最大値は  $+3.09 s^{-1}$  及び  $-8.23 s^{-1}$  であると報告されている。表 1 は測定値の詳細なリストを提供する。

【0033】

【表 1】

ardial deformation? A study in healthy subjects」。

【0036】[Slordahl01] European Journal of Ultrasound, Vol. 14, Issues 2-3, 2001 年の第 149-155 頁に所載の著者 S.A. Slordahl, S. Bjaerum, B.H. Amundsen, A. Stoylen, A. Heimdal, S.I. Rabben, H. Torp による論文「High frame rate strain rate imaging of the interventricular septum in healthy subjects」。

【0037】[Stoylen01] Journal of the American Society of Echocardiography, Vol. 14, No. 4, 2001 年の第 264-274 頁に所載の著者 A. Stoylen, S. Slordahl, G.K. Skjelvan, A. Heimdal, T. S

(8) 003-275211 (P2003-5(11

kjaerpeによる論文「Strainrate imaging in normal and reduced diastolic function: Comparison with pulsed doppler tissue imaging of the mitral annulus」。

【0038】[Voigt00] Journal of the American Society of Echocardiography, vol 13, no. 6, 2000年の第588-598頁に所載の著者J-U. Voigt, M. F. Arnold, M. Karlsson, L. Hubbert, T. Kukulski, L. Hatle, G.R. Sutherlandによる論文「Assessment of regional longitudinal myocardial strain rate derived from

om Doppler myocardial imaging indices in normal and infarcted myocardium」。

【0039】歪みレートの増大が定常的な残響によって惹起されることについて、考えられる一つの説明を示す。図3は、残響が速度推定値及び歪みレート推定値をどのようにバイアスするかを数学的に例示している。図3について説明すると、空間速度勾配が一定であると仮定すると、

【0040】  
【外1】

ビーム線に沿った速度サンプル $\hat{v}$ はビームに沿って増大する。

【0041】歪みレートは、対の速度サンプルの間の差をそれらの間の距離 $2d_s$ で割り算した値として推定することができる、この場合、空間的に一定の歪みレート、

【0042】  
【外2】

【0043】更に、サンプル・ボリューム位置 $n$ が残響の影響を受けると仮定すると、

【0044】  
【外3】

すなわち、 $\epsilon = a$ が得られる。

速度推定値 $\hat{v}(n)$ 中にバイアス $b_{rev}$ が存在することがある。

【0045】歪みレートについてのその効果は、サンプル・ボリューム位置 $n$ に隣接するサンプル・ボリューム位置 $n-1$ 及び $n+1$ における残響サンプル・ボリューム位置よりも高い及び低い残響アーティファクト $b_{rev}$

／(2d)である。残響に起因する速度バイアスの量に応じて、

【0046】  
【外4】

推定歪みレート $\epsilon(n-1)$ 及び $\epsilon(n+1)$ は正常範囲の外の値に達して、

【0047】これらの位置における組織の真の歪みレートについての偽の表示を与えることがある。

【0048】残響及びノイズ・アーティファクトが、完全に除去できない場合に最小になるように、カラー歪みレート画像をオペレータに対して表示する前に高い歪みレート値はフィルタ処理して除去することができる。高歪みレート除去(HSRR)フィルタ処理が歪みレート処理モジュール100で用いられる。図4は、高歪みレート除去(HSRR)フィルタ処理を行うための幾つかの可能な実施形態を例示している。

【0049】HSRRフィルタ処理は歪みレート画像生成プロセス中の異なる段階で実行してもよい。全ての代替形態は、複素ドップラーI及びQデータ(すなわち、複素復調無線周波(RF)超音波データ)の実時間又は前に記憶したパケットを処理することに基づいている。

歪みレート処理は、図4の実施形態のステップ91で開始する。ステップ91で、(例えば、周知のカサイ(Kasai)アルゴリズムを使用して)複素自己相関を実行して、サンプリングされたI及びQデータのパワーP及び遅れ1の相関Rを計算する。ステップ91は、復調モジュール85からのI及びQデータ・パケット(例えば、143及び144)についてドップラー処理モジュール90内で実行される。

【0050】 $r$ が範囲(深さ)を表し、且つ $t$ が時間サンプリング指数であるとして、一パケットの複素ドップラーI及びQ信号が $x(r, t)$ 143として表される場合、所与の範囲 $r$ について、

【0051】  
【数3】

$$P(r) = \sum_t \text{conj}[x(r, t)] x(r, t) \quad (4)$$

$$R(r) = \sum_t \text{conj}[x(r, t)] x(r, t+1) \quad (5)$$

【0052】上式で、 $\text{conj}[\ ]$ は複素共役演算を意味する。

【0053】パワー及び複素自己相関データ $P(r)$ 及

び $R(r)$ は、その後の処理のために歪みレート処理モジュール100へ送られる。

【0054】本発明の第1の実施形態では、 $R(r)$ の

(9) 003-275211 (P2003-11)

複素歪み相関 $S(r)$ が図4のステップ101で歪みレート処理モジュール100によって計算される。図2を参照して説明すると、歪みレートは、距離 $(dr)$ 147だけ隔たった走査平面140内の2つの異なるサンプル・ボリューム位置141及び142における複素自己相関値の間の位相差から決定することができる。複素自己

$$S(r) = \text{conj}[R(r)] * R(r+dr) \quad (6)$$

で計算する。ここで、得られた複素数 $S(r)$ は $R(r)$ 及び $R(r+dr)$ の位相角の間の差に等しい位相角を持つ。 $S(r)$ の位相角は組織セグメント $(dr)$ 147についての歪みレートに比例する。

【0055】ステップ103(HSRR代替態様1)で、歪みレート処理モジュール100におけるHSRRフィルタ処理により、所定のHSRR限界より大きい歪みレート値に対応する位相角を持つ全ての $S(r)$ サンプルが複素数ゼロに設定される。これらのサンプルは非生理的であると見なされ、残響又は他のノイズ源に起因する。例えば、上記限界は最大標準偏差の1又は2倍を付加した表1中の最大値であってよい。

【0056】次いでステップ106で、歪みレート処理

$$SR(r) = [c / (4\pi dr T f_0)] * \text{位相}[S(r)] \quad (7)$$

を使用して、歪み相関 $S(r)$ から歪みレート $SR(r)$ を計算する。ここで、 $c$ は組織の中での音速であり、 $T$ はドップラー・データ・パケット内の相次ぐ $[I, Q]$ サンプル対の間の時間であり(典型的には、PRFをパルス繰返し周波数として、 $T = 1/PRF$ )、 $dr$ 147は走査平面140内の2つのサンプル・ボリューム141及び142の間の距離であり、 $f_0$ は超音波送信周波数である。

【0058】フィルタ処理した歪みレート値 $SR(r)$ は次いで走査変換するために走査変換モジュール120へ送られる。走査変換モジュール120は、特定の走査シーケンス形式にあるフィルタ処理した歪みレート・データ $SR(r)$ を取り入れて、表示のために該データを直交座標系形式へ変換するようにプログラムされている。走査変換モジュール120は走査平面140内の近接するサンプル・ボリューム位置の相互間のデータを補

$$v(r) = [c / (4\pi f_0 T)] * \text{位相}[R(r)] \quad (8)$$

に從って推定される。ここで、 $v(r)$ は複素数の値ではなく、実数の値である。

【0060】走査平面140内のサンプル・ボリューム位置に対応する実数の速度信号 $v(r)$ は次いで、ステップ104で歪みレート処理モジュール100において

$$SR(r) = [v(r+dr) - v(r)] / dr \quad (9)$$

に從って計算される。ここで、 $dr$ (147)は組織セグメントについての走査平面140内の2つのサンプル・ボリューム位置(例えば、141及び142)の間の距離である。代わりに、2つのサンプル・ボリューム141及び142の間の走査線に沿った利用可能なサンプルの全てを歪みレートの推定に使用することができる。

相関値 $R(r)$ 及び $R(r+dr)$ は、複素ドップラー信号パケット $x(r, t)$ 143及び $x(r+dr)$ 144について演算する式(5)を使用して、ドップラー処理装置90によって計算される。ステップ101で、歪みレート処理モジュール100は $S(r)$ を次式

モジュール100によるHSRRフィルタ処理を通過したサンプル $S(r)$ について複素平均化が実行される。複素平均化は、近接している空間サンプルの空間的平均化、近接している時間サンプルの時間的平均化、或いは空間的及び時間的複素平均化の両方の組合せであってよい。平均化は、周知の手法を使用することにより、隙間を埋めて画像を平滑化して、画像に現れるノイズを少なくするために行われる。

【0057】平均化した複素歪み相関 $S(r)$ サンプルは次いでステップ107で歪みレート処理モジュール100によってフィルタ処理した歪みレート・サンプル $SR(r)$ に変換される。歪みレート変換107は次の式

間して、画像座標形式の走査変換したデータ・サンプルを生成する。この走査変換したデータは次いで表示アーキテクチャ160へ送られて表示処理モジュール130によって処理され、そこで該データの最終的な空間的又は時間的平均化が行われ且つ該データにカラーが適用される。最終的に、その結果得られたデータは、カラーの変化が異なる歪みレート値に対応する2Dカラー画像として、モニタ150上でオペレータに対して表示される。

【0059】本発明の代替の実施形態では、ドップラー処理モジュール90からの複素自己相関データ $R(r)$ はステップ102で歪みレート処理モジュール100において速度信号を推定するように処理される。所与のサンプル・ボリューム位置についての組織の速度信号 $v(r)$ は $R(r)$ の位相角から次式

実数のフィルタ処理していない歪みレートを推定するように処理される。ステップ104で、実数のフィルタ処理していない歪みレートは再び走査平面140内の2つのサンプル・ボリューム位置141及び142の実数の速度推定値から次式

【0061】実数のフィルタ処理していない歪みレート信号 $SR(r)$ は次いでステップ103(HSRR代替態様2)で歪みレート処理モジュール100によってHSRRフィルタ処理される。ステップ103では、HSRRフィルタ処理により、所定のHSRR限界の外側にある歪みレート値を或る特定の値に設定する。この値は

(図 0) 03-275211 (P2003-%11

ゼロであってもよく、或いは空間的にそれを囲んでいるサンプルの関数であってもよい。ステップ105で、周知の平均化手法を使用して、残りの歪みレート・サンプルを空間的に及び／又は時間的に平均化して、ノイズのより少ない、より滑らかな画像を生成する。

【0062】再び、フィルタ処理した歪みレート値SR(r)は次いで、走査変換するために歪みレート処理モジュール100から走査変換モジュール120へ送られる。走査変換したデータは次いで表示アーキテクチャ160へ送られて表示処理モジュール130によって処理されて、オペレータに対して2Dカラー画像としてモニタ150上に表示される。

【0063】別の代替の態様は、図4に示されるようにHSRRフィルタ処理の実施(HSRR代替態様3)をプロセスの終わりへ移動させることを除いて、前に述べた2つの代替態様のいずれかにある機能を実行することである。HSRRフィルタ処理により、SR(r)サンプルが所定のHSRR限界の外側にある場合に、該SR(r)サンプルをゼロに、又は空間的に該SR(r)サンプルを囲んでいるサンプルの関数に設定する。この代替態様は最初の2つの代替態様と同様に働くとは期待されない。というのは、前の平均化プロセスにおいて、ノイズの多い(値の大きい)サンプルが大きく寄与することがあり、また周囲のサンプルに影響を及ぼすことがあるからである。しかしながら、この代替態様は、歪みレート・データのみが利用でき且つ他のHSRRフィルタ処理態様が広範なアーキテクチャの変更無しに実施するのが可能でない状況において有用である。

【0064】表示プロセスの一部として、HSRRフィルタ処理プロセスによって高い歪みレートが見付かった画像内の領域を指示するために特異なカラーを使用することができる。特異なカラーは、ノイズの生じ易い領域をオペレータに指示するために使用することができる。定常的な残響は静止した構造から生じるので、アーティファクトが幾つかのフレームでのみ検出されたとしても、全てのフレーム内の同じ領域が影響を受けることがある。従ってまた、或る区域における歪みレートが所与のフレームについて所定の範囲の外側になかった場合、他のフレームにおいてこの区域にノイズの表示があると、いずれにしてもこの区域内のサンプルはまだ特異なカラーで符号化することができる。

【0065】上述の歪みレート処理は超音波システム5の不可欠な特徴として実時間で行うことができる。この代わりに、歪みレート処理が実時間走査に関係なく後処理として実行されるように、複素ドップラーI及びQデータ又は複素自己相関データを超音波システムによって記憶し処理してもよい。更に代替例として、複素ドップラーI及びQデータ又は複素自己相関データを超音波システム5から取得し、且つ歪みレート処理及びその後の表示を超音波システムの外で、例えば、外部のPCで、

後処理として実行するようにしてもよい。

【0066】本発明のいずれの実施形態での処理も、デジタル信号処理装置を備えた回路基板のような専用のハードウェア素子によって実行してもよいし、或いは市販のPCのような汎用コンピュータ又は処理装置でソフトウェアによって実行してもよい。また、本発明の様々な実施形態に従って様々な処理モジュールを組み合わせたり又は分離させてもよい。例えば、ドップラー処理モジュール90及び歪みレート処理モジュール100は単一の処理素子に組み合わせてもよい。

【0067】要約すると、本発明の利点及び特徴には、とりわけ、2Dカラー歪みレート画像化において残響及びその他のノイズ源に起因した非生理的な高い歪みレートをフィルタ処理によって除去して、画像品質を改善することが含まれる。

【0068】本発明を特定の実施形態に関して説明したが、様々な変更をなし得ること及び本発明の範囲から逸脱することなく等価なものとして置換しうることが当業者には理解されよう。更に、特定の状況又は部材を本発明の範囲から逸脱することなく本発明の教示に適合させるように多くの修正を行い得る。従って、本発明は開示した特定の実施形態に限定されず、特許請求の範囲内の全ての実施形態を包含するものである。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態に従って歪みレート処理をシステムの他の要素に対して示す超音波システムの概略ブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態に従って図1のシステムのユーザによって位置決めされたサンプル・ゲート内の組織セグメントと境を接する2つのサンプル・ボリューム位置を持つ走査平面を例示する図である。

【図3】図1のシステムにおいて残響が速度推定値及び歪みレート推定値をどのようにバイアスする(偏らせる)ことがあるのかを図形及び数式で例示する図である。

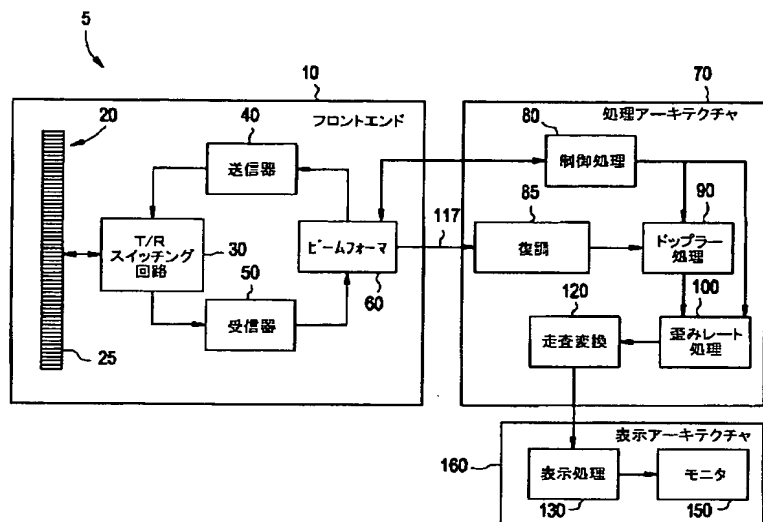
【図4】高歪みレート除去フィルタ処理を実行するための幾つかの可能な実施形態を例示する図である。

#### 【符号の説明】

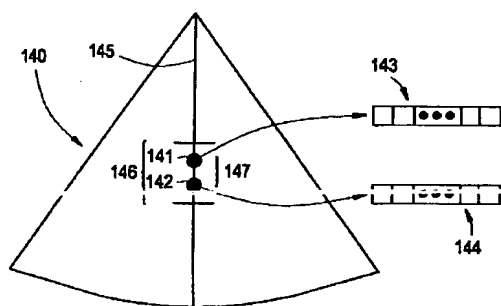
- 5 超音波システム
- 10 フロントエンド
- 20 トランスデューサ・アレイ
- 25 トランスデューサ素子
- 70 処理アーキテクチャ
- 117 デジタル・インターフェース
- 140 走査平面
- 141、142 サンプル・ボリューム
- 143、144 ドップラー・データ・パケット
- 145 走査線
- 147 組織セグメント
- 160 表示アーキテクチャ

( 1 ) 0 3 - 2 7 5 2 1 1 ( P 2 0 0 3 - U + 擅 隠 )

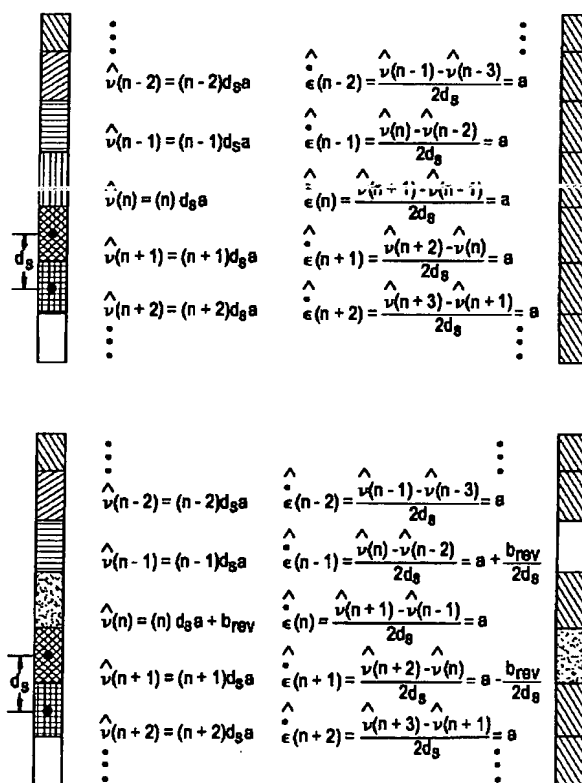
【 図 1 】



【 図 2 】

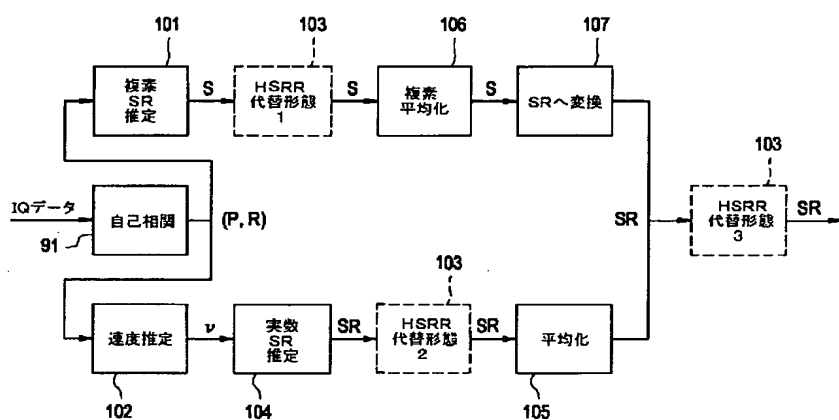


【 図 3 】



( 2 ) 103-275211 ( P 2003-U=11

【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 アンドレアス・ヘイムダル  
ノルウェー、エヌ-0659・オスロ、エッタ  
ースタッツレット・53エー（番地なし）

(72)発明者 ハンス・ガーマン・トルプ  
ノルウェー、トロンヘイム・エヌ-7024、  
アーネビヴェイエン・13番